

【特許請求の範囲】

1 【請求項1】 検出領域内の血管に対しセンサ光を照射する発光手段と、前記血管からの反射光を受光しその受光量に応じて信号を出力する受光手段とを備える複数のセンサを有し、前記各センサからの出力信号に基づいて血液中のヘモグロビン流量を検出する生体情報検出装置であって、

前記各センサの出力信号の出力値を比較し、所定の基準に従って前記出力信号を選択する信号比較手段と、

10 前記信号比較手段によって選択された前記出力信号を出力した前記センサの出力信号を、他のセンサの出力信号に優先して出力する選択信号出力手段とを有することを特徴とする生体情報検出装置。

【請求項2】 請求項1記載の生体情報検出装置において、前記信号比較手段は、前記出力信号のうち最も低い出力値を有するものを選択することを特徴とする生体情報検出装置。

【請求項3】 請求項1記載の生体情報検出装置において、前記選択信号出力手段は、前記信号比較手段によって選択された信号を出力した前記センサの出力信号のみ 20 を出力することを特徴とする生体情報検出装置。

【請求項4】 請求項1～3の何れか1項に記載の生体情報検出装置において、前記センサは波長の異なるセンサ光を出力する複数の発光手段を有し、前記信号比較手段は、前記波長のうち所定の波長のセンサ光を受けて前記受光手段から出力される出力信号同士を比較することを特徴とする生体情報検出装置。

【請求項5】 請求項4記載の生体情報検出装置において、前記信号比較手段は、最も長波長のセンサ光を受けて前記受光手段から出力される出力信号同士を比較する 30 ことを特徴とする生体情報検出装置。

【請求項6】 請求項1～5の何れか1項に記載の生体情報検出装置において、前記信号比較手段はコンパレータであり、前記選択信号出力手段はマルチプレクサであることを特徴とする生体情報検出装置。

【請求項7】 請求項1～6の何れか1項に記載の生体情報検出装置において、前記センサを自動車のハンドルに設置したことを特徴とする生体情報検出装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、脈波や血圧等の生体情報を検出する生体情報検出装置に関し、特に、光により血液中のヘモグロビン流量を検出して生体情報を取得する装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、血液循環によって生じる脈波に基づいて脈拍数や血圧を検知し、循環器系の障害や被験者の体調を判定する方法が提唱されている。この場合、脈波検知手段としては、発光素子からセンサ光を人体に照射し、その反射光量を用いて脈波を検知するものが知ら 50

れている。そこでは、LEDを用いた発光素子によって被験者の皮膚に赤外線が照射され、それが皮膚表面近傍の血管にて血液中のヘモグロビンに吸収・反射される。そして、この反射光をフォトランジスタを用いた受光素子にて受光し、その受光量の大小によってヘモグロビンの流量変化が検出される。

【0003】ここで、皮膚近傍に存在する毛細血管においては、ヘモグロビン流量と血圧は有意な関係があるとされている。この場合、毛細血管では収縮がほとんどないため血管幅は略一定と考えられる。一方、ヘモグロビンは、血液の流れにおける最も大きな抵抗物である。このため、一定幅の血管においては、血液送出時にはヘモグロビン流量が増加し、血液送出時（最高血圧時）と非送出時（最低血圧時）とではヘモグロビン流量に差違が生じる。すなわち、ヘモグロビン濃度と血圧とは比例関係にあると考えられる。

【0004】また、ヘモグロビンは赤外線を吸収する性質を有しており、ヘモグロビンが増加すれば、その分、吸収される赤外線量も増加する。そこで、発光素子から赤外線を照射しその反射光を測定すると、ヘモグロビン増加に伴い赤外線吸収量が増え、反射光の量が減少することになる。従って、受光素子における受光量を測定すればヘモグロビンの増減が検知でき、これに基づいて脈波を得ることができると共に、簡単な比例計算にて血圧値を算出することが可能となる。

【0005】一方、このような脈波検知装置においては、受発光素子を備えたセンサユニットを複数個設け、複数のセンサ信号から、より確実に生体情報を捉えていると思われる信号を選択的に利用し、脈波検知精度の向上を図ることも行われている。そこでは、脈波情報量の最も多い信号を選択し、これに基づいて脈波を検知することにより、最も状態の良いセンサからの信号によって脈波を検知し、バラツキの少ない安定的な検出結果を得られるようにしている。この場合、各センサからの出力信号はマイクロコンピュータ（以下、マイコンと略記する）に入力され、マイコンによって脈波の分析が行われる。そして、この分析結果に基づきセンサ信号の中からより情報量の多い信号が選択され、その信号を用いて脈波の検知が行われる。

40 【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、このような複数のセンサを用いた脈波検出装置では、センサ数が増加するとマイコンへの入力信号線が多くなり、マイコンの入力ポートが不足するおそれがある。例えば、図8のように、1センサユニット当たり2個のセンサ①、②を有する装置の場合、各センサユニット51A、51Bには、共通の電源線52a、52bと、センサ①、②の各信号線53a₁、53a₂、53b₁、53b₂が配線される。そして、マイコンへはセンサ数と同様の4本の信号線が入力され、センサが1個の場合には2個の入力

ポートを持つマイコンで脈波検知が可能であったのに対し、センサを増加すると 4 個の入力ポートを持つマイコンが必要となる。また、センサ増加に伴いマイコンへの入力信号数が増加すると、その分、マイコンでの処理負担が増加するため、処理速度を維持するには、より高性能のマイコンが必要となる。

【0007】このようにセンサ数を増加させると、検知精度は向上するものの、マイコンを入力ポート数の多い高性能なものに変更せざるを得なくなる。そして、性能に応じてマイコンの価格も高くなり、例えば、16bit のマイコンを 32bit のものに変更すると、マイコン単体の価格は約 5 倍となる。このため、センサ数を増加すると、センサ増加分以上にコストが上昇するという問題があり、その対策が求められていた。

【0008】本発明の目的は、センサ出力信号を用いて脈波検出を行う生体情報検出装置において、センサ数増加に伴うマイコン変更を回避し、装置コストの増大を抑制することにある

【0009】

【課題を解決するための手段】本発明の生体情報検出装置は、検出領域内の血管に対しセンサ光を照射する発光手段と、前記血管からの反射光を受光しその受光量に応じて信号を出力する受光手段とを備える複数のセンサを有し、前記各センサからの出力信号に基づいて血液中のヘモグロビン流量を検出する生体情報検出装置であって、前記各センサの出力信号の出力値を比較し、所定の基準に従って前記出力信号を選択する信号比較手段と、前記信号比較手段によって選択された前記出力信号を出力した前記センサの出力信号を、他のセンサの出力信号に優先して出力する選択信号出力手段とを有することを特徴とする。

【0010】本発明にあつては、複数のセンサから出力される出力信号を信号比較手段にて選択した上で、選択した出力信号を選択信号出力手段から出力するようにしたので、後段に配置したマイコンに対する入力信号数や信号線の本数をセンサ数よりも減らすことが可能となる。このため、入力ポート数不足や処理負担増加によりマイコンを変更する必要がなくなり、センサ数増加に伴うコスト増大が抑えられる

【0011】前記生体情報検出装置において、前記信号比較手段において、前記出力信号のうち最も低い出力値を有するものを選択するようにしても良い。この場合、センサと人体とが密着しセンシング状態が良好なときは、センサと人体との間に隙間があったり、皮膚との接触圧力が極端に小さかったりする場合等に比して皮膚からの反射光が多くなり、受光素子の出力信号の出力値がより低くなる。従って、出力信号を比較する際、最も低い出力値を有する信号を選択することにより、最も良好な状態のセンサからの出力信号を選択することができ、生体情報の検出精度向上を図ることが可能となる。

【0012】また、前記生体情報検出装置において、前記選択信号出力手段から、前記信号比較手段によって選択された信号を出力した前記センサの出力信号のみを出力するようにしても良い。これにより、出力信号数が必要最小限に絞られ、マイコンに入力される信号数や信号線の本数を必要最小限に減らすことが可能となる。

【0013】さらに、前記生体情報検出装置において、前記センサに波長の異なるセンサ光を出力する複数の発光手段を設け、前記信号比較手段において、前記波長のうち所定の波長のセンサ光を受けて前記受光手段から出力される出力信号同士を比較するようにしても良い。また、その場合、前記信号比較手段において、最も長波長のセンサ光を受けて前記受光手段から出力される出力信号同士を比較するようにしても良い。この場合、センサと人体との接触状態を見るに当たり、（特に可視光範囲の）短波長のセンサ光はノイズを含みやすく、長波長側の方が接触状態に対し良好で安定した反応を示す。従って、信号比較手段にて長波長側の信号を用いて出力値を比較することにより、センシング状態の良好なセンサをより確実に選択することが可能となる。

【0014】一方、前記生体情報検出装置において、前記信号比較手段としてコンパレータを使用すると共に、前記選択信号出力手段としてマルチプレクサを使用しても良い。この場合、コンパレータとマルチプレクサを併せても、その価格はマイコン変更費用よりも低いいため、センサ数増加に要する費用を節約することが可能となる。

【0015】また、前記生体情報検出装置において、前記センサを自動車のハンドルに設置しても良い。これにより、運転者の生体情報を的確に把握し、睡魔や疲労に対し未然に警告を発することが可能となる。

【0016】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面に基いて詳細に説明する。図 1 は本発明の一実施の形態である生体情報検出装置の概要を示す説明図、図 2 は図 1 の生体情報検出装置におけるセンサの取付状態を示す説明図である。

【0017】図 1 に示すように、本実施の形態の生体情報検出装置では、各センサユニット 1 A、1 B にそれぞれ 2 個のセンサ①、②が設けられている。各センサユニット 1 A、1 B は、図 2 に示すように、自動車のハンドル 1 0 の左右に取り付けられ、運転者がハンドル 1 0 を握ると、その手から生体情報を検出できるようになっている。センサユニット 1 A、1 B には、共通の電源線 2 1 a、2 1 b と、センサ①、②の各信号線 2 2 a₁、2 2 a₂、2 2 b₁、2 2 b₂ が配線されており、センサ切換回路 2 3 を介してマイコン 2 4 に接続されている。ここでは、センサ切換回路 2 3 の働きにより、マイコン 2 4 には 2 本の信号線 2 5 L、2 5 S のみが入力され、信号線が 4 本から 2 本に集約されている。なお、図 1 にお

いてセンサ切換回路23から引き出されている信号線25L、25S以外の2本の線は、センサ切換回路23の電源・GND線である。

【0018】図3はセンサ①、②の構成を示す説明図、図4は図3のA-A線に沿った断面図である。なお、センサユニット1A、1Bは同一構造であるため、ここではセンサユニット1Aについてのみ説明する。センサユニット1Aは、装置本体2に発光素子（発光手段）3や受光素子（受光手段）4を取り付けた構成となっており、電源線21aや信号線22a₁、22a₂を介してセンサ切換回路23やマイコン24に接続されている。センサユニット1Aは、運転者（被験者）がハンドル10を握ると、その接触面8が人体9に接触し、マイコン24の指令により発光素子3から人体9にセンサ光14が照射される。そして、受光素子4にてその反射光16を受光し、その受光量に基づきマイコン24によって被験者の脈波等の生体情報が算出される。

【0019】装置本体2は、図2に示すように、硬質の合成樹脂にて平板状に形成されており、透明な透光部11a、11bと不透明な不透部12とから構成されている。この場合、透光部11a、11bは、アクリルやポリカーボネイト等の透明な合成樹脂にて形成され、不透部12は、アクリルを黒色に着色するなどした濃色の合成樹脂にて形成される。これらの透光部11a、11bと不透部12は二色成型によって一体に成型され、図2に示すように、ハンドル10内に埋設される。

【0020】装置本体2には、LEDを用いた発光素子3と、フォトランジスタを用いた受光素子4が対向配置されている。発光素子3と受光素子4は共に不透部12に収容されており、両素子3、4の前方側には、透光部11a、11bが配設されている。この場合、両素子3、4は、透光部11a、11bと不透部12にインサート成型され、装置本体2内に一体に収容固定されている。

【0021】一方、センサユニット1Aでは、一対の発光素子3と受光素子4によって検知部32が構成されている。検知部32は、センサ①を為す検知部32aと、センサ②を為す検知部32bの2組が設けられており、各検知部32a、32bは、発光素子3p及び受光素子4pと、発光素子3q及び受光素子4qを備えている。両検知部32a、32bは直角に交差配置されており、その検出領域17が重複している。また、発光素子3p、3qは、それぞれ異なる波長のセンサ光14p、14qを照射するようになっている。これにより、センサユニット1Aでは、同一検出ポイントにて2種類の異なる生体情報を得られるようになっている。

【0022】発光素子3p、3qの前方には、センサ光案内内部13が形成されている。このセンサ光案内内部13は、透光部11aと不透部12とによって形成され、発光素子3p、3qから照射されたセンサ光14p、14

qを人体9方向に導くように構成されている。また、受光素子4p、4qの前方には反射光案内内部15が形成されている。この反射光案内内部15は、透光部11bと不透部12によって形成され、人体9からの反射光16p、16qを受光素子4p、4q方向に導くように構成されている。そして、装置本体2の中央には、センサ光14p、14qが照射されると共に、その反射光16p、16qが受光素子4p、4qにて受光可能な検出領域17が形成される。

【0023】センサ光案内内部13においては、透光部11aの中央寄りの端部が図4に示すように曲面となっており、この曲面を境に不透部12が隣接配置されている。また、透光部11aと不透部12との境界部はセンサ光反射部18となっており、発光素子3p、3qから照射されたセンサ光14p、14qはここで反射され、その光路が人体9側へと変更される。この場合、センサ光反射部18では、その曲面の傾斜角を調整することにより、人体9に対するセンサ光14p、14qの照射角を適宜調整できるようになっている。

【0024】反射光案内内部15においても透光部11bの中央寄りの端部が曲面となっており、この曲面を境に不透部12が隣接配置されている。また、透光部11bと不透部12との境界部は反射光反射部19となっており、人体9からのセンサ光14p、14qの反射光16p、16qはここで反射され、その光路が受光素子4p、4q側へと変更される。この場合、反射光反射部19では、その曲面の曲率を調整することにより、接触面8に凸部を設けることなく反射光16p、16qを受光素子4p、4qに向けて集光することができる。これにより、接触面8が平坦化され、センサユニット1Aがハンドル10の表面と面一に装着される。

【0025】このような生体情報検出装置では、検出領域17が運転者の手の平にかかるように装置本体2がハンドル10に埋め込まれ、イグニッションスイッチがONされると、発光素子3p、3qからセンサ光14p、14qが照射される。発光素子3p、3qから照射されたセンサ光14p、14qは、それぞれ発光素子3p、3qの前方に配された透光部11a内を進み、センサ光反射部18に至る。センサ光反射部18は、前述のように境界部が曲面に形成されており、センサ光14p、14qはここで反射されてその光路が人体9側へと変更される。人体9へと向かったセンサ光14p、14qは、検出領域17にて皮膚表面や人体内の諸組織によって反射され、反射光16p、16qとなって装置本体2側に戻る。

【0026】装置本体2側に反射された反射光16p、16qは、透光部11bに入り反射光反射部19に至る。反射光反射部19もまた境界部が曲面に形成されており、反射光16p、16qはここで反射されてその光路が受光素子4p、4q側へと変更される。反射光反射

部 19 にて反射された反射光 16 p, 16 q は、透光部 11 b 内を進み受光素子 4 p, 4 q へと至る。そして、受光素子 4 p, 4 q では、受光した光量に応じた信号が出力されマイコン 24 へと送出される。

【0027】ここで、血液中のヘモグロビンは、前述のように赤外線を吸収する性質を有しており、センサ光 14 p, 14 q は、皮膚近傍の毛細血管などに当たると、そこに存在するヘモグロビンに吸収される。従って、反射光 16 p, 16 q はその吸収量によって光量に変化し、受光素子 4 p, 4 q にて受光される光量もヘモグロビンの量によって変化する。そこで、マイコン 24 では、受光素子 4 p, 4 q からの信号からヘモグロビン流量を解析し、それに基づいて血圧値や脈拍数、脈波などの算出を行う。

【0028】一方、血中ヘモグロビンには、酸素を担持したものと担持しないものが存在する。発明者らの調査によれば、人間のストレスや疲労、眠気などは、脈拍数や血圧、酸素担持・非担持両ヘモグロビンのピーク値やその差値などによって判定することができる。例えば、ストレスについては、酸素担持及び非担持のヘモグロビンのピーク値が減少傾向で、ピーク値間の時間が短くなり、高低ピーク差の差値が増加傾向である場合にストレスが増大傾向にあることが認められる。そして、酸素を担持したヘモグロビンは長波長側の赤外線を吸収し、酸素を担持しないヘモグロビンは短波長側の赤外線を吸収する性質を有している。

【0029】そこで、当該生体情報検出装置では、両検知部 32 a, 32 b にて異なる波長の赤外線を用いて、ヘモグロビンの酸素担持状態をモニタできるようにしている。すなわち、ここでは発光素子 3 p に 800 nm に発光ピークのある波長のセンサ光 14 p を発する素子を、また、発光素子 3 q に 720 nm に発光ピークのある波長のセンサ光 14 q を発する素子を使用している。また、受光素子 4 p は、酸素担持のヘモグロビンが反射した 900 nm の反射光 16 q を特異的に受光し、受光素子 4 q は、酸素担持のないヘモグロビンが反射した 680 nm の反射光 16 p を特異的に受光するように設定されている。つまり、発光素子 3 p, 受光素子 4 p を有する検知部 32 a (センサ①) の方が長波長の赤外線を照射、受光するようになっている。なお、受発光される赤外線の波長は、ヘモグロビンの酸素担持の有無が特定されるものであれば、前記波長には限定されない。

【0030】そして、このような検知部 32 a, 32 b (センサ①, ②) を有するセンサユニット 1 A, 1 B からは、図 1 に示すように信号線 22 a, 等が引き出され、センサ切換回路 23 を介してマイコン 24 に接続されている。図 5 は図 1 の生体情報検出装置における信号処理過程を示すブロック図、図 6 は図 1 の生体情報検出装置のセンサ切換回路 23 の構成を示す回路図である。

【0031】当該生体情報検出装置では、図 5 に示すよ

うに、各センサユニット 1 A, 1 B の受光素子 4 p, 4 q から出力されたアナログの出力信号 (脈波信号) は、まずセンサ切換回路 23 に入力される。そして、センサ切換回路 23 にて 2 組の出力信号のうち 1 組が選択され、増幅回路 28、ピーク検出回路 29、高い脈波のピーク値 V_p 及び低い脈波のピーク値 V_b を検出する V_p, V_b 検出回路 30 を経て、マイコン 24 に入力される。

【0032】センサ切換回路 23 は、図 6 に示すように、コンパレータ (信号比較手段) 26 と、マルチプレクサ (選択信号出力手段) 27 とから構成されている。コンパレータ 26 には、各センサユニット 1 A, 1 B のセンサ①の出力信号、すなわち、長波長側の受光素子 4 q からの出力信号が入力される。なお、図 5 においては、センサユニット 1 A のセンサ①からの出力信号は、ハンドル 10 の向かって左側 (L) に配置したセンサユニットの長波長側 (L) センサからの出力信号として、「LL」なる符号を付している。同様に、右側 (センサユニット 1 B) のセンサ①は「LR」、左側のセンサ②は「SL」、右側のセンサ②は「SR」となっている。

【0033】センサ切換回路 23 では、まずコンパレータ 26 にて、両センサユニット 1 A, 1 B における長波長側の出力信号同士 (LL, LR) が比較される。ここで、当該生体情報検出装置では、センサの接触面 8 と皮膚との間に隙間があったり、接触面 8 と皮膚との接触圧力が極端に小さかったりすると、良好なヘモグロビン反射光が得られず、正確な情報を取得することができない。この場合、接触面 8 が皮膚と密着しセンシング状態が良好なときは、隙間がある場合等に比して皮膚からの反射光が多くなり、受光素子 4 p, 4 q の出力信号の出力値がより低くなる。従って、出力信号を比較した場合、より電圧が低い信号が得られた側のセンサの方がより良好な状態であることが推認される。なお、コンパレータ 26 にて長波長側の信号を用いて比較するのは、短波長側はノイズを含みやすく、長波長側の方が接触状態に対し良好で安定した反応を示すためである。

【0034】そこで、コンパレータ 26 は、出力信号同士を比較した上で、電圧の低い信号を選択し、その出力は、センサユニット 1 A の出力信号 LL が低い場合には「H」、センサユニット 1 B の出力信号 LR が低い場合には「L」となる。これに対し、マルチプレクサ 27 には、両センサユニット 1 A, 1 B の各センサ①, ②の信号 (LL, LR, SL, SR) が入力されており、コンパレータ 26 の出力に基づき信号が選択的に出力される。図 7 はマルチプレクサ 27 (TC74HC4052A) の真理値表である。

【0035】図 7 に示すように、コンパレータ 26 の出力が「L」の場合、すなわち、センサユニット 1 B の出力信号 LR が低い場合には、ポート「0X, 0Y」の入力信号、すなわち、センサユニット 1 B 側の出力信号「LR, SR」のセットが出力される。一方、コンパレータ

26の出力が「H」の場合、すなわち、センサユニット1Aの出力信号LLが低い場合には、ポート「1X, 1Y」の入力信号、すなわち、センサユニット1A側の出力信号「LL, SL」のセットが出力される。なお、当該生体情報検出装置では入力BをLに固定して用いたが、さらにセンサ数が増加した場合には、入力Bを用いて出力制御を行うことも可能である。

【0036】そして、マルチプレクサ27からの出力信号は、2本の信号線25L, 25Sによって後段の回路に送られマイコン24に入力される。つまり、センサ切
10 換回路23にて、より確実に生体情報を捉えていると思われる信号が選択され、脈波情報量の最も多い信号のみがマイコン24へと送られる。従って、ハンドル10の左右に配したセンサユニット1A, 1Bのうち、人体との密着度が高い側のデータが取得されると共に、ハンドル10の左右何れかを離れた場合でも、握っている側のセンサから情報を取得することができる。

【0037】このように、本発明による生体情報検出装置では、センサ切換回路23にて情報量の最も多い信号を選択してマイコン24に送るので、検出精度を落とす
20 ことなく、マイコン24への入力を2種類の信号に集約することができる。すなわち、従来、マイコン24内にて行っていた出力信号の選別を、マイコン24の前段に設けたセンサ切換回路23にて行い、マイコン24への入力信号数をその前段階にて絞りマイコン24の負担を軽減している。このため、マイコン24への入力信号数や信号線の本数をセンサ数よりも減らすことが可能となり、入力ポート数不足や処理負担増加によりマイコンを変更する必要がなくなる。一方、コンパレータ26やマルチプレクサ27からなるセンサ切換回路23の価格
30 は、マイコンのグレードアップ費用よりも低い。このため、マイコン変更を伴うことなくセンサ数を増加させることができ、センサ数増加に伴うコストの増大を抑えつつ脈波検知精度の向上を図ることが可能となる。

【0038】本発明は前記実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲で種々変更可能であることは言うまでもない。すなわち、前述の実施の形態では、受発光素子を有するセンサを用いた生体情報検出装置について述べたが、当該センサを用いることにより、血液中のヘモグロビンのみならず、金属製品や生
40 物、気体等の有体物を広く検出可能である。例えば、本発明の構成は、金属部品の通過感知センサや位置決めセンサ、人体や昆虫、動物などの通過感知センサ、煙感知器などの物体検出装置としても適用可能であり、従来、機械的あるいは磁氣的・光学的な近接スイッチを使用して物体検出を行っていた部位にも使用可能である。なお、赤外線を用いたセンサの場合、黒色のものは赤外線を良く吸収するため、被検出物を黒と白の2種に分別したり、被検出物に黒白のラベルを貼付してそれらを分別したりすることも可能である。

【0039】一方、前述の実施の形態では、センサ切換回路23にて低い電圧の出力信号を選択する例を述べたが、前述のように物体検出装置として当該装置を用いる場合などにおいては、高い電圧の方を選択して出力しても良い。また、センサ切換回路23からの出力信号は、1組2種類には限定されず、例えばマイコンに余裕のある場合などには、2組4種類など3種類以上の信号を出力しても良い。さらに、センサ数は3個以上あっても良く、その場合、コンパレータ26を増設して信号の選択を複数回行い最終的に1個の信号を選択したり、マルチ
プレクサ27を増設したりすることも可能である。加えて、センサ数を3個以上とした場合、センサ切換回路23にて出力信号を2個以上選択しても良い。

【0040】また、前述の実施の形態では、センサユニット1A, 1Bに、センサ①、②が直交配置されているものを用いた例を示したが、図8のようにセンサ①、②を並列配置したものを用いても良い。さらに、前述の実施の形態では本発明による生体情報検出装置を自動車のハンドルに設置した例を示したが、設置位置はハンドル
には限定されない。加えて、当該生体情報検出装置にて、運転者のストレスや疲労、眠気などを検知した場合、それをブザーや表示灯等によって運転者に警告するようにしても良い。

【0041】

【発明の効果】本発明の生体情報検出装置によれば、複数のセンサから出力される出力信号を信号比較手段にて選択した上で、選択した出力信号を選択信号出力手段から出力するようにしたので、後段に配置したマイコンに対する入力信号数や信号線の本数を減らすことが可能となる。このため、入力ポート数不足や処理負担増加によりマイコンを変更する必要がなくなり、センサ数増加に伴うコストの増大を抑えることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施の形態である生体情報検出装置の概要を示す説明図である。

【図2】図1の生体情報検出装置におけるセンサ取付状態を示す説明図である。

【図3】図1の生体情報検出装置におけるセンサの構成を示す説明図である。

【図4】図3のA-A線に沿った断面図である。

【図5】図1の生体情報検出装置における信号処理過程を示すブロック図である。

【図6】図1の生体情報検出装置のセンサ切換回路の構成を示す回路図である。

【図7】マルチプレクサの真理値表である。

【図8】従来の生体情報検出装置の概要を示す説明図である。

【符号の説明】

1A, 1B センサユニット

2 装置本体

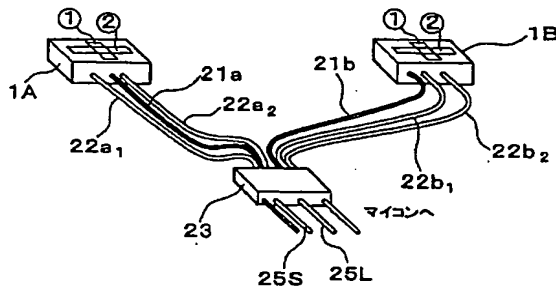
11

12

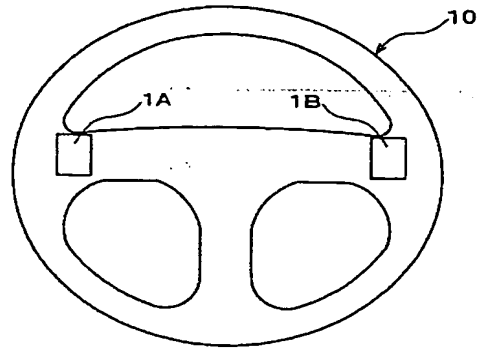
- 3 発光素子
 3 p, 3 q 発光素子
 4 受光素子
 4 p, 4 q 受光素子
 8 接触面
 9 人体
 10 ハンドル
 11 a 透光部
 11 b 透光部
 12 不透部
 13 センサ光案内内部
 14 センサ光
 14 p, 14 q センサ光
 15 反射光案内内部
 16 反射光
 16 p, 16 q 反射光
 17 検出領域

- 18 センサ光反射部
 19 反射光反射部
 21 a, 21 b 電源線
 22 a₁, 22 a₂, 22 b₁, 22 b₂ 信号線
 23 センサ切換回路
 24 マイコン
 25 L, 25 S 信号線
 26 コンパレータ (信号比較手段)
 27 マルチプレクサ (選択信号出力手段)
 28 増幅回路
 29 ピーク検出回路
 30 V_p, V_b検出回路
 32 検知部
 32 a, 32 b 検知部
 51 A, 51 B センサユニット
 52 a, 52 b 電源線
 53 a₁, 53 a₂, 53 b₁, 53 b₂ 信号線

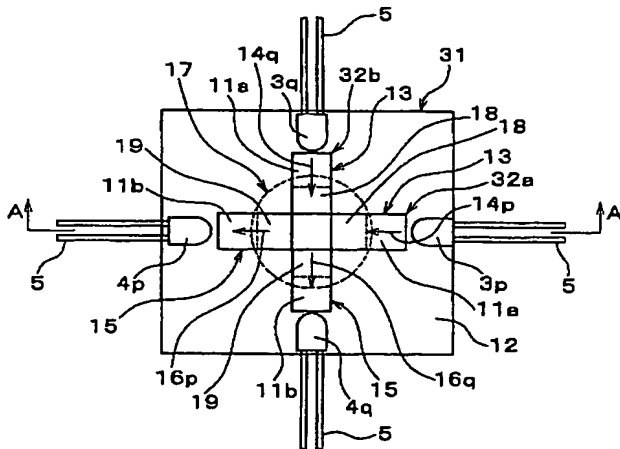
【図 1】



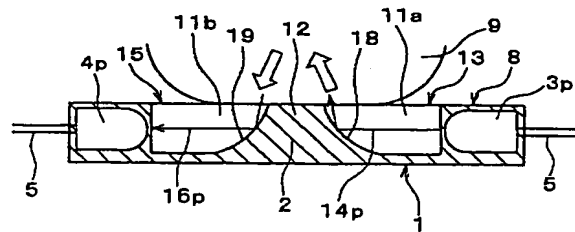
【図 2】



【図 3】



【図 4】



【図 7】

入力			出力
INH	B	A	—
L	L	L	0X, 0Y
L	L	H	1X, 1Y
L	H	L	2X, 2Y
L	H	H	3X, 3Y

```

graph LR
    1A[1A] --> 23[センサ切換回路 23]
    1B[センサB 1B] --> 23
    23 -- "出力信号" --> 28[増幅回路 28]
    28 -- "脈波レベル信号 29" --> 24[マイコン 24]
    28 -- "脈波ピーク矩形波信号" --> 29[ピーク検出回路 29]
    28 -- "脈波Vp、Vb信号" --> 30[Vp、Vb検出回路 30]
    29 --> 24
    30 --> 24
  
```

[illegible]

(72) 発明者 長谷部 実
群馬県桐生市広沢町1丁目2681番地 株式
会社ミツバ内

F ターム (参考) 4C017 AA09 AA11 AB03 AC26 BC01
BC11 EE01 FF15
4C038 KK01 KL07 KX02 KY01